

**Henrique Somenzari
Neto**

**AVALIAÇÃO DE TRÊS TIPOS DIFERENTES DE
INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS, APÓS A
INSTRUMENTAÇÃO DE CANAIS RADICULARES,
COM A UTILIZAÇÃO DA MICROSCOPIA
ELETRÔNICA DE VARREDURA**

**ARARAQUARA
2004**

Henrique Somenzari Neto

AVALIAÇÃO DAS ALTERAÇÕES MORFOLÓGICAS DE TRÊS TIPOS DIFERENTES DE INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS, APÓS A INSTRUMENTAÇÃO DE CANAIS RADICULARES, COM A UTILIZAÇÃO DA MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", para obtenção do título de mestre em Odontologia (Área de Concentração: Endodontia).

Orientador:

Prof. Dr.

Renato de Toledo Leonardo

ARARAQUARA
2004

DADOS CURRICULARES

HENRIQUE SOMENZARI NETO

NASCIMENTO 27.6.1962 – ARARAQUARA/ SP

FILIAÇÃO Henrique Somenzari Filho

Marilena Belda Somenzari

1985/1988 Curso de graduação

Universidade São Francisco, F.O./USF –
Bragança Paulista – SP

2002/2004 Curso de Pós Graduação em Endodontia,
nível de Mestrado , na Faculdade de
Odontologia de Araraquara - UNESP

Dedicatória

Dedico esse trabalho:

Aos meus filhos *Giovanna* e *Leonardo*, que mesmo na minha falta e distância, são e sempre serão a razão da minha vida, presença marcante em todos acontecimentos que me mostram o caminho do amor, dedicação e dos meus sonhos.

Aos meus pais *Henrique Somenzari Filho* e *Marilena Belda Somenzari*, pelo amor, apoio, incentivo e credibilidade em mim depositados em todos os momentos da minha vida.

Ao meu avô *Ramon Belda*, presença marcante na minha formação pessoal, como ser humano e profissional.

Ao meu tio e primeiro professor *Ramon Belda Junior*, pelos valiosos ensinamentos, na área de Endodontia Clínica que me direcionaram para essa carreira e pela amizade de todos esses anos.

Aos meus avós, *Henrique Somenzari* (in memorian), *Emília Furlan Somenzari* (in memorian) e *Guiomar Braga Belda* (in memorian), que estão vivos até hoje, como exemplo de dignidade, honestidade e perseverança.

Aos meus irmãos *Telma Somenzari Malheiro*, *Eduardo Somenzari*, cunhados e sobrinhos por representarem a minha retaguarda, confiança e apoio nas vicissitudes da vida.

Agradecimentos

Ao meu orientador, ***Prof. Dr. Renato de Toledo Leonardo***, pela capacidade de sintetizar em uma só pessoa, intelectualidade, conhecimento, amizade e que sem a sua inestimável ajuda, não seria possível concretizar esse trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara-SP da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", nas pessoas de seu Diretor ***Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached***, bem como do seu Vice-Diretor ***Prof. Dr. Roberto Miranda Esberard***, pela oportunidade que nos foi concedida no Curso de Pós-Graduação/Mestrado em Endodontia.

Ao coordenador do Curso de Pós-Graduação, ***Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho***, cujo exemplo de dedicação, seriedade e competência, nos orientou no árduo caminho da pesquisa e docência, acolhendo com simplicidade nossas dúvidas, mas sempre incentivando nos momentos difíceis.

Aos professores do Departamento de Endodontia da F.O.Ar., ***Dr. Roberto Miranda Esberard***, ***Dr. Idomeo Bonetti Filho***, ***Dr. Fábio Luis de Camargo Villela Berbert***, pelos ensinamentos e amizade que me foram dispensados por todos esses anos de convívio.

Ao ***Prof. Dr. Mário Roberto Leonardo***, por representar motivo de orgulho na Disciplina de Endodontia da F. O. Ar. e pela constante presença como mestre em minha formação, durante todo o curso.

Ao ***Prof. Dr. Jayme Maurício Leal***, pelo apoio, atenção e amizade, demonstrando com simplicidade e intelectualidade, como ser um grande professor.

Aos funcionários do Departamento de Endodontia da F.O.Ar., *Sra. Célia, Sra. Emília, Sra. Ivone, Sr. Pedro, Sr. Mário e Sr. Edson*, pelo carinho e respeito com que me receberam.

Aos funcionários da Pós-Graduação, representados pela pessoa da *Sra. Mara*, pela atenção e simpatia com que sempre me atenderam.

Aos funcionários da Biblioteca, representados pela pessoa da *Sra. Maria Helena*, pela colaboração na elaboração desse trabalho.

Aos colegas da Pós-Graduação, *Roberta, Renata, Sônia, Cristiane, Fernanda, Denise, Ronaldo, Erick e Fernando*, pelo convívio amistoso e apoio durante todo o curso.

Aos colegas da Pós-Graduação *José Carlos Rivas Gutierrez e Renato Martins*, pelo apoio constante e amizade sincera.

À professora *Dra. Leonor de Castro Monteiro Loffredo* pelo auxílio na análise estatística deste trabalho.

Ao professor *Fábio Dametto* e seu pai *Sr. Sebastião Dametto*, pela valiosa contribuição na área de microscopia eletrônica, sem a qual não seria possível concretizar esse trabalho.

À *Juliana Carnevale da Silva*, pelo companheirismo, carinho e colaboração nesses últimos anos.

Ao *Sr. Wilson Alexandroni* (in memoriam), pela amizade sincera e compreensão, em momentos difíceis da vida.

Ao amigo *Paulo Afonso Sampaio Sobrinho*, pelo incentivo constante e por estar sempre ao meu lado, sejam nas dificuldades ou nas conquistas.

Aos amigos, *Roberto, Luiz Alexandre, João Roberto, César Augusto* e *Fernando*, pela valiosa amizade e o convívio de tantos anos.

Ao amigo *Erley de Oliveira*, pela orientação e amizade, que me deram vivência para mais essa etapa da vida.

Aos *alunos da Graduação da F.O.Ar.*, pelo respeito e consideração, comigo durante os trabalhos de laboratório e clínica da Disciplina de Endodontia.

À *Célia Regina Fachine Sanches Silva*, pela inestimável ajuda na elaboração e formatação desse trabalho.

À *Rafaela de Souza Melo*, pela colaboração na formatação e elaboração desse trabalho.

Sumário

INTRODUÇÃO	8
REVISÃO DA LITERATURA	14
PROPOSIÇÃO	32
MATERIAL E MÉTODO	34
RESULTADO	50
DISCUSSÃO	60
CONCLUSÃO	71
REFERÊNCIAS	84
Resumo	96
<i>Abstract</i>	98

Introdução

Na atual fase de desenvolvimento da endodontia, diversas técnicas de instrumentação do canal radicular têm sido utilizadas para promover um adequado preparo biomecânico, permitindo uma efetiva desinfecção do sistema de canais radiculares e modelando o canal para uma obturação mais eficiente.

Dentre essas técnicas, temos as que compreendem o uso de instrumentos manuais, confeccionados em aço inoxidável e atualmente também em liga de níquel-titânio; instrumentos rotatórios que são confeccionados com liga de níquel-titânio e instrumentos com movimentos oscilatórios, fabricados em aço inoxidável.

Quando Schilder⁶, em 1974, introduziu o conceito de limpeza e modelagem do canal radicular, citando a importância do preparo biomecânico como uma das fases interdependentes da terapêutica endodôntica, que visa a obtenção de um livre e fácil acesso ao limite cemento-dentina-canal (CDC), contribuiu também para uma mudança dos conceitos de como se deveria preparar o canal radicular e que técnicas deveriam ser utilizadas para essa finalidade.

O grau de dificuldade encontrado pela maioria dos endodontistas na fase do preparo biomecânico fez com que novas

técnicas de instrumentação fossem pesquisadas, para poderem sanar os problemas encontrados na clínica endodôntica.

Baseado na afirmação anterior, Clem¹³, em 1969, introduziu uma técnica para o preparo apical de dentes com canais curvos, minimizando possíveis acidentes e ao mesmo tempo dando uma forma mais cônica ao canal radicular, facilitando a fase de obturação do canal radicular.

Em 1972, Weine et al.⁸ apresentaram duas técnicas de preparo escalonado: a "flare preparation", utilizada para canais retos e a "step preparation", utilizada para canais atresiadados e curvos.

Martin⁹, em 1974 introduziu a técnica conhecida como telescópica, que também é uma técnica de escalonamento e que deixa o canal radicular preparado com uma forma que lembra a forma de um telescópio aberto.

Assim sendo, uma seqüência de trabalhos de pesquisa de muitos autores (Clem¹³, 1969; Weine et al.⁸, 1972; Abou-Rass et al.², 1980; Buchanan⁸, 1989; McSpadden⁶, 1993), foi trazendo contribuições consideráveis ao desenvolvimento das técnicas de preparo biomecânico.

Baseados em trabalhos de Harran²¹, 1984 e Shovelton⁴⁹, 1964, que mostravam a penetração bacteriana nos túbulos dentinários do canal radicular e que essa penetração era maior no terço cervical, do que no terço apical, passou-se posteriormente a dar ênfase ao preparo do terço cervical e médio do canal radicular, minimizando a extrusão do

material necrótico e raspas de dentina contaminadas para além do canal radicular, evitando-se assim, uma contaminação da região periapical.

Dando continuidade a evolução técnica, Mullaney⁴¹, 1979, preconizou a associação de brocas de Gates-Glidden à técnica escalonada proposta por Weine et al.⁸, 1972, proporcionando um desgaste uniforme e eficiente das paredes do canal radicular.

Encontramos em Morgan e Montgomery⁴⁰, 1984, a citação para a técnica de instrumentação desenvolvida pelos doutores F. J. Marshal e J. B. Pappin, onde o preparo do canal é realizado em sentido inverso do convencional, iniciando-se na porção cervical, prosseguindo gradualmente em direção apical (escalonamento progressivo). Os instrumentos trabalham sem pressão apical, dos mais calibrosos para os de menor calibre, coadjuvados pelo emprego das brocas de Gates Glidden.

A partir desse desenvolvimento técnico alcançado, verificou-se a necessidade de se aprimorarem os instrumentos endodônticos que eram confeccionados em aço inoxidável e apresentavam grandes limitações físicas e mecânicas, dificultando a fase do preparo biomecânico nos dentes com canais curvos e atresiadados.

Walia et al.⁵⁶, 1988, a partir de um fio de níquel-titânio utilizado em ortodontia desde 1971, fabricaram um novo instrumento endodôntico que apresentava uma flexibilidade duas a três vezes superior que as limas convencionais além de uma maior resistência à fratura.

Segundo Leonardo e Leal³¹, 1998, as limas de níquel-titânio possuem características físicas próprias e de interesse para Endodontia, como flexibilidade, memória elástica, alta energia armazenada durante a curvatura e alto grau de resistência à fratura.

Recentemente, muitos instrumentos manuais^{2,5,13-17,19,25,30,40,41,44,45,56,58,59} e rotatórios^{5,7,9-11,12,20,23,26-28,31,36-38,45,48,50,53,55,61} fabricados com a liga de níquel - titânio foram desenvolvidos e introduzidos no mercado, buscando diminuir as dificuldades da instrumentação em canais curvos, sem, contudo, comprometer os princípios que regem o sucesso da terapia endodôntica, no entanto, o elevado custo ainda dificulta a propagação destas limas.

Um outro recurso que podemos utilizar nos dias atuais é a instrumentação mecânica com movimentos oscilatórios. Representada na sua versão mais atual pelo sistema Endo-Eze (Ultradent, [USA](#)), esse conceito e cinemática de instrumentação já são um experimento de longa data, tendo seus representantes os pioneiros, Canal Finder System (Société Endo-Tecnic, [França](#)) e o Giromatic (Micro-Mega, S.A., Suíça).

Todas essas constatações, que foram incorporadas com trabalhos de pesquisa, mais a necessidade de simplificação dos procedimentos endodônticos para especialistas e clínicos, foi o que norteou a investigação nas últimas décadas. Todo desenvolvimento dos instrumentos endodônticos e técnicas de instrumentação ocorreram baseados em conceitos e constatações comprovadas cientificamente,

trazendo à endodontia novos meios para obtenção de melhores resultados e conseqüentemente o sucesso do tratamento endodôntico.

Assim, dentre as diversas técnicas de instrumentação, utilizadas no preparo biomecânico do sistema de canais radiculares, selecionamos três técnicas representativas e analisamos comparativamente os instrumentos utilizados em cada técnica. Foram comparados os instrumentos manuais, rotatórios e oscilatórios, avaliando-se o tempo de vida útil dos instrumentos.

Revisão da literatura

Nesse capítulo realizou-se revisão pertinente à evolução da instrumentação manual, instrumentação rotatória e instrumentação oscilatória, seguindo ordem cronológica.

• Instrumentação manual

Ingle²⁵, em 1961, propõe uma standardização dos instrumentos endodônticos, assim como dos materiais de obturação.

Quando Clem¹³, 1969, considerou a necessidade de uma técnica de instrumentação mais conservadora em nível apical, nascia uma nova técnica para o preparo biomecânico de canais radiculares. O autor preconizou a utilização de instrumentos mais calibrosos no preparo dos terços médio e cervical, do que os utilizados para o terço apical, favorecendo o desbridamento, desinfecção e alargamento do canal sem a super instrumentação do terço apical.

Em 1970, dois métodos simples para evitar a formação de degrau e perfuração das paredes do canal radicular foram descritos por

Weine et al.⁹. O primeiro preconizava o pré-curvamento das limas endodônticas para se adaptarem à configuração do canal. Dependendo do tipo de curvatura, apenas a ponta do instrumento era curvada, porém, em alguns casos, a lima era encurvada em toda a sua extensão; o segundo método propunha a confecção de instrumentos de calibres intermediários aos convencionais encontrados, por meio do corte de 1 mm do comprimento e refazendo sua guia de penetração, aumentando-se 0,02 mm no calibre. Então uma lima nº 10 era transformada em nº 12, a nº 15 em nº 17 e assim por diante.

Weine et al.⁸, em 1972, procurando racionalizar os postulados de Clem¹³, propuseram uma nova técnica de instrumentação, denominada de "Step Preparation". Basicamente ela consiste em realizar o preparo da extensão de instrumentação até o instrumento de nº 25 ou 30, a partir daí, os mais calibrosos penetrarão em menor extensão no canal. Desse modo, haverá uma preservação maior do terço apical e preparo eficaz dos terços cervical e médio. O preparo do canal em forma cônica mais acentuada permite melhor refluxo [da solução irrigadora](#) e facilita a condensação lateral, com conseqüentemente melhora da obturação do canal.^{4,14,29}

Schilder⁶, em 1974, introduziu o conceito de limpeza e modelagem do canal radicular, ressaltando a importância do preparo

biomecânico como uma das fases interdependentes da terapêutica endodôntica, que visa a obtenção de um livre e fácil acesso ao limite cemento-dentina-canal (CDC).

Weine⁷, 1975, observou através de um trabalho de pesquisa, os efeitos dos procedimentos de instrumentação na forma original do canal radicular e na forma do forame apical.

Posteriormente, passou-se a dar ênfase ao preparo do terço cervical e médio do canal por meio de instrumentos rotatórios, sendo que em 1979, Mullaney⁴¹ preconizou a associação de brocas de Gates - Glidden à técnica escalonada proposta por Weine et al.⁵⁸, 1972, proporcionando um desgaste mais uniforme e eficiente das paredes dos canais radiculares.

Em 1980, Abou-Rass et al.², preconizaram a denominada "Instrumentação anti-curvatura" para preparo de canais radiculares curvos e atresiadados. Segundo os seus idealizadores, essa técnica de instrumentação do canal radicular deve ser mais direcionada para a região onde a parede da raiz é mais espessa, região esta denominada de "Zona de segurança". Neste sentido, a região onde a parede da raiz é mais delgada, "Zona de perigo", deve ser evitada. Assim, a

instrumentação anticurvatura deve ser realizada com o instrumento atuando mais na parede externa da curvatura do canal radicular.

De Deus¹⁵, 1982, menciona a técnica desenvolvida pelo Dr. John Pappin, no departamento de endodontia do Health Center da Universidade de Oregon; denominada preparação coroa ápice sem pressão. Os instrumentos trabalham sem pressão apical dos mais calibrosos para os de menor calibre, coadjuvados pelo emprego das brocas de Gates-Glidden.

Goerig et al.¹⁹, 1982, divulgaram uma técnica de instrumentação onde era dada ênfase ao preparo inicial que deveria ser realizado para facilitar as fases posteriores. O acesso coronário, isto é, desgastes nos terços cervical e médio do canal radicular, era obtido pelo emprego de brocas Gates-Glidden e limas Hedström. Esta manobra promovia acesso mais direto à região apical, tornando a instrumentação posterior dessa área mais rápida e eficiente, propiciando a redução da quantidade de tecido pulpar e de microrganismos, evitando ainda a extrusão destes para os tecidos [do periápice](#). Ainda como vantagem, propiciaria penetração mais profunda das soluções irrigadoras e diminuiria o risco de alterar o comprimento operacional durante a instrumentação. Para a instrumentação do restante do canal, recomendam

a técnica telescópica com recuo regressivo de 0,5 mm entre um instrumento e outro.

Proposta por Fava¹⁷, em 1983, essa técnica preconiza um preparo bi-escalonado do canal radicular, fazendo um escalonamento no sentido coroa – ápice sem pressão, até o comprimento de trabalho e depois um escalonamento no sentido ápice – coroa unindo os dois preparos, dando uma conformação otimizada ao canal radicular.

Encontramos em Morgan e Montgomery⁴⁰, 1984, a menção para a técnica de instrumentação desenvolvida pelos doutores F. J. Marshal & J. B. Pappin, onde o preparo do canal é realizado em sentido inverso do convencional, iniciando-se na porção cervical, prosseguindo gradualmente em direção apical (escalonamento progressivo). Os instrumentos trabalham sem pressão apical, dos mais calibrosos para os de menor calibre coadjuvados pelo emprego das brocas de Gates Glidden. Segundo seus proponentes, esta técnica, apresenta a vantagem do alargamento dos dois terços coronários do canal radicular, facilitando a ação dos instrumentos no terço médio e, mais importante, no apical. Este preparo prévio em canais curvos significa a retificação progressiva do canal, de tal maneira, que na fase de preparo do terço apical já houve uma amenização da sua curvatura, facilitando o acesso ao limite cimento-dentina-canal (CDC). O

esvaziamento progressivo do canal concomitante ao seu afinamento proporciona maior facilidade de irrigação contribuindo, assim, para diminuir a possibilidade de extrusão de material necrótico, séptico, tóxico e evitar a compactação de raspas de dentina³⁵. Após esta publicação, diversas técnicas^{17,18,40,60} que possuem uma fase progressiva foram introduzidas visando minimizar os acidentes e complicações decorrentes da instrumentação de canais curvos.

Em 1985, Roane et al.⁴⁴, preconizaram uma técnica de instrumentação de canais radiculares denominada "Técnica de forças balanceadas". Segundo os autores, permite a instrumentação dos canais radiculares com severas curvaturas, sem comprometer os conceitos de alargamento e de diâmetro do canal radicular. Também preconizaram uma modificação da ponta ativa dos instrumentos endodônticos, tornando-os com a ponta inativa. Os autores afirmaram que a modificação na ponta ativa do instrumento acompanhada pela utilização desta técnica, evita a ocorrência de falhas na instrumentação dos canais radiculares.

Aliado a este desenvolvimento técnico, verificou-se a necessidade de se aprimorarem os instrumentos endodônticos³³, que até então eram fabricados em aço inoxidável, no sentido de aperfeiçoar as suas propriedades físicas e mecânicas visando melhorar o desempenho

quanto ao desgaste e a manutenção do trajeto original do canal radicular, sem deformar a conformação anatômica do forame apical.

Em 1988, Walia et al.⁵⁶, preconizaram a utilização de uma nova liga metálica de níquel e titânio, para a fabricação de instrumentos endodônticos manuais e rotatórios, como uma alternativa para substituir a aço inoxidável. Segundo os autores, estes novos instrumentos apresentavam uma flexibilidade duas a três vezes superior que as limas convencionais, além de uma maior resistência à fratura. Esta liga era amplamente empregada em ortodontia deste 1971³.

Em 1993, Brankin et al.⁵, realizaram um estudo comparativo quanto à flexibilidade e torção dos seguintes instrumentos: limas K de níquel – titânio, Flex – R, Flex – O, K – Flex e Centra – Flex, nos números 10 a 40. Para tanto, foi utilizado um tensiômetro Maillefer e seguidos os procedimentos descritos na Especificação nº 28 da ANSI/ADA. Os resultados verificados demonstraram haver flexibilidade e torção de acordo com o número da lima avaliada. No geral, a lima de melhor flexibilidade foi a de níquel – titânio, seguida da Flex – O, Flex – R, Centra – Flex e K – Flex. Em relação ao momento da torção, os melhores resultados foram com as limas K – Flex e Centra – Flex, seguidas das de níquel – titânio, Flex – R e Flex – O.

Bonetti Filho et al.⁷, em 1998, realizaram uma avaliação morfométrica comparando as limas tipo K, Sureflex NiTi e Flexofile como se apresentam diretamente do fabricante, após um, três e cinco usos em instrumentação de pré-molares superiores. As avaliações foram realizadas com um [estereomicroscópio](#) em um aumento de 40x e fotomicrografias. As alterações encontradas foram tratadas estatisticamente e concluiu-se que os instrumentos de aço inoxidável de pequeno calibre devem ser descartados após um uso, [os](#) de número 30 tipo K após três usos e as [Flexofile](#) de número 30 podem ser usadas mais de cinco vezes. As Limas Sureflex NiTi, mesmo após cinco empregos não apresentavam anormalidades apreciáveis na forma, no entanto, os autores recomendam que os instrumentos de níquel – titânio de pequeno calibre devem ser descartados após cinco vezes de utilização.

• **Instrumentação rotatória**

Em 1993, McSpadden³⁶, apresentou um sistema composto de um motor (NT Matic) com contra – ângulos especiais que acoplam limas de níquel – titânio (NT Engine – conicidade 0,02 e McXim – conicidade variável) especialmente desenhadas para o preparo e obturação dos canais radiculares. O autor descreveu a seqüência técnica para o preparo biomecânico citando, como vantagens, a economia de

tempo, ausência de desvios, a eliminação de debris pela via coronária, a facilidade de preparo de canais curvos, redução de estresse do operador e a possibilidade de penetrar em canais calcificados. Neste artigo foi descrito também, uma técnica de obturação dos canais radiculares com condensadores (NT Microflow) de níquel – titânio que emprega dois tipos de guta – percha, uma que é denominada “phase I” (beta) mais rígida e a outra mais fluida denominada “phase II” (alfa), permitindo uma obturação rápida e que promove um selamento tridimensional do sistema de canais radiculares.

Himel et al.²³, em 1994, avaliaram a efetividade das limas Nitinol rotatórias, níquel – titânio manuais e das manuais de aço inoxidável com diferentes técnicas de instrumentação, em movimento de limagem, movimento de alargamento e movimento de rotação. Para isto, noventa blocos de resina com canais simulados foram utilizados, onde as imagens dos blocos foram capturadas em computador, antes e após a instrumentação, permitindo que as diferenças entre as imagens fossem medidas e avaliadas. Os resultados demonstraram que as limas Nitinol utilizadas em movimento de limagem provocaram uma maior quantidade de dentina removida da parede externa do canal, de 3 a 6 mm além do comprimento de trabalho. As limas de aço inoxidável removeram bem mais dentina da parede externa do canal, no comprimento de trabalho e na zona de perigo. As limas Nitinol, em movimento rotatório, foram bem

mais rápidas e foram as que melhor mantiveram a forma do canal demonstrando sua efetividade na modelagem do sistema de canais radiculares.

Serene et al.⁴⁸, em 1995, relataram as propriedades biológicas, físicas e mecânicas dos instrumentos de níquel – titânio. Os autores ressaltaram características importantes destes instrumentos: são instrumentos fortes e flexíveis. A liga de níquel – titânio é superelástica e apresenta uma memória elástica. Os instrumentos de numeração menores podem ser utilizados mais de 10 vezes. Os instrumentos de numerações maiores podem ser usados 20 vezes; o tempo de fadiga dos instrumentos é reversível. Após a esterilização, seja na estufa ou na autoclave, ocorre uma transformação cristalina da fase martensita residual em austenita. Isto implica em uma restauração da resistência do instrumento; apresentam um excelente poder de flexibilidade; são biocompatíveis e apresentam ótimas propriedades anticorrosivas; eliminam a maioria de acidentes operatórios durante seu uso, como a formação de degraus e perfurações, sendo que a dor pós-operatória é reduzida.

Tepel et al.⁵⁴, em 1995, avaliaram a eficiência de corte de instrumentos endodônticos de aço inoxidável, instrumentos de aço inoxidável Flexivale instrumentos de níquel – titânio de diferentes marcas. Para isto, foram instrumentados canais radiculares de blocos de

resina, com um aparelho que simula o uso clínico do instrumento. As limas tipo Kerr Nitinol apresentaram os piores resultados de eficiência de corte. Os alargadores de aço inoxidável e especialmente as limas tipo K foram superiores. No entanto, os melhores resultados em relação à eficiência de corte dentre todos os instrumentos foram os das limas flexíveis de aço inoxidável.

Schäfer et al.⁴⁵, em 1995, avaliaram a eficácia das limas tipo Kerr de níquel – titânio com diversos instrumentos de aço inoxidável (Alargadores, Lima K, K- Flex, Flexicut, Flexoreamer e Flexofile) utilizando um aparelho de teste computadorizado que simulava o uso clínico dos instrumentos. A instrumentação foi realizada em blocos de resina acrílica, com canais simulados com 42 graus de curvatura. Todos os canais artificiais foram instrumentados do instrumento número 15 ao 35. Os instrumentos testados foram as limas de níquel – titânio tipo Kerr da Mity (Ridgefield, CT), NiTi (Chattanooga, TN) e Texceed (Costa Mesa, CA); as limas tipo Kerr e alargadores de aço inoxidável de ponta inativa da [AnteosAnteos](#) (Municch, Germany), Kerr (Karlsruhe, Germany), Maillefer (Ballaignes, Switzerland) e Union Broch (New York, NY). Os canais radiculares foram fotografados com um aumento de 40 vezes antes e após a [instrumentação](#). A diferença entre a forma inicial e final do canal foi medida em 14 pontos diferentes da curvatura. Ocorreram alterações indesejáveis na forma do canal radicular como resultado da

instrumentação em todos os casos. Nenhum dos instrumentos testados foi capaz de remover material em toda a extensão da parede interna da curvatura, ao passo que todos os instrumentos removeram material de todo comprimento da parede externa da curvatura, resultando em uma saliência branda ou severa. A quantidade de alterações indesejáveis na forma do canal radicular dependeu tipicamente do instrumento utilizado. Os melhores resultados foram alcançados com instrumentos flexíveis de ponta inativa.

Ainda em 1995, Camps e Pertot⁹, realizaram um estudo com a finalidade de comparar a rigidez e a resistência à fratura de quatro marcas de limas K de níquel – titânio: Brasseler, JS Dental, McSpadden e Maillefer. As limas de aço inoxidável tipo K da Maillefer foram utilizadas como controle. Os instrumentos testados foram os de número 15 à 40 e os testes seguiram a especificação número 28 da ANSI/ ADA, tanto em relação a resistência a fratura pela torção, como em relação a dureza pelo momento da dobra. Os resultados demonstraram que as limas K de níquel – titânio (Niti) satisfizeram as especificações em relação a rigidez e a deflexão angular no momento da fratura. O torque máximo do momento da fratura foi alcançado com todos os instrumentos, exceto as limas Niti nº 40 Maillefer, e as limas Niti nº 30 McSpadden. As limas K Niti apresentaram um menor torque na fratura do que as limas K de aço inoxidável e mesma rotação no momento da falha apresentaram também

um momento de dobra cinco vezes menor do que as limas K de aço inoxidável com um ângulo de deformação permanente nulo.

McSpadden³⁷, em 1996, idealizou o desenvolvimento de uma super lima que, segundo o autor, passou a ser realidade. Os instrumentos foram denominados de série Quantec 2000 e apresentaram aperfeiçoamentos que partiram das limas NT Engine e McXim do sistema NT Matic, onde as alterações foram feitas em relação ao desenho dos [instrumentos](#), principalmente da geometria da ponta agora com um desenho bi – biselado e com a variação da conicidade dos mesmos.

Em 1996, Korzen²⁷ descreveu as particularidades das limas da série Quantec 2000, ressaltando que além de sua comparação (níquel - titânio) e variação de conicidade, existem propriedades decorrentes do seu “design” como ângulo de corte positivo, lâminas que auxiliam na remoção de detritos dentinários, aumento da massa periférica evitando trincas no corpo do instrumento, assimetria das lâminas cortantes para ajudar a manter a integridade do eixo central. O autor descreve ainda a seqüência técnica para casos onde não se encontra excessiva resistência, empregando apenas três instrumentos da série Quantec ao invés do emprego da série completa que é recomendada para os casos mais laboriosos e para os profissionais que ainda não dominaram ou estão se aprimorando neste sistema.

Carvalho¹⁰, em 1997, empregou os canais méso-vestibulares e méso-linguais de 56 raízes mesiais de molares inferiores humanos, para verificar a eficácia de duas limas de níquel – titânio. Os dentes foram incluídos em blocos de resina, e seccionados no terço cervical e apical das raízes. As secções foram reposicionadas em uma matriz de gesso e o preparo dos canais radiculares foi efetuado com limas K Mity (JS Dental Ridgefield), Nitiflex (Maillefer) e Flexofile (Maillefer), empregando a técnica clássica. As imagens antes e após a instrumentação foram transferidas para um computador e analisadas. A avaliação foi baseada no cálculo matemático da extensão e da direção no movimento do centro do canal. Nas secções cervicais, a extensão do movimento do centro do canal não foi considerada estatisticamente significativa. As limas Flexofile e [Nitiflex](#) apresentaram maior deslocamento do centro do canal. Nas secções apicais, as limas Nitiflex produziram um menor valor absoluto da extensão do movimento do centro do canal. Nestas secções a direção do movimento do centro do canal não foi considerada estatisticamente significativa.

Zuolo ML e Walton RE⁶³, em 1997, verificaram que instrumentos de níquel – titânio são mais resistentes à deformação e perda de corte do que os instrumentos de aço inoxidável, mas podem ser suscetíveis a fratura. Os instrumentos manuais de níquel – titânio

resistiram melhor a deterioração pelo uso, do que os instrumentos manuais de aço inoxidável e rotatórios de níquel – titânio.

Segundo Leonardo e Leal et al.³¹, 1998, as limas de níquel e titânio possuem características físicas próprias e de interesse para Endodontia, como flexibilidade, memória elástica, alta energia armazenada durante a curvatura e alto grau de resistência à fratura.

Recentemente, muitos instrumentos manuais^{2,5,13,15,17,19,25,40,41,44,45,56,58,59} e rotatórios^{4,6,7,9,10,23,27,31,36-38,45,48,50,51,54,55,61} fabricados com a liga de níquel e titânio foram desenvolvidos e introduzidos no mercado, buscando diminuir as dificuldades da instrumentação em canais curvos, sem, contudo, comprometer os princípios que regem o sucesso da terapia endodôntica.

Tygesen et al.⁵⁵, em 2001, comparando dois diferentes instrumentos rotatórios em relação à distorção e ao alongamento da parte ativa dos instrumentos ProFile 0.04 ISO e Pow – R 0.04 ISO, verificaram que não houve diferenças estatisticamente significantes na incidência de distorção e alongamento entre os dois sistemas estudados.

Martin et al.³⁸, em 2003, avaliaram o efeito da velocidade de rotação e o ângulo radial da curvatura da raiz radicular quando ocorriam fraturas em dois tipos de instrumentos de níquel – titânio. Observaram que o grau de curvatura da raiz foi um dos fatores

relacionados à fratura do instrumento. Associado à velocidade de uso do instrumento, foi observado que nas rotações de 350 r.p.m. ocorreram um maior número de fraturas, na rotação de 250 r.p.m. ocorreram menos fraturas do que na velocidade anterior e na rotação de 150 r.p.m. ocorreram um número mínimo de fraturas.

Sonntag et al.⁵⁰, em 2003, investigaram a forma de preparo do canal radicular, obtido com instrumentos manuais de níquel – titânio e rotatórios de níquel – titânio, operados por estudantes de Odontologia. A inexperiência dos operadores demonstrou que com a instrumentação rotatória foi obtido um melhor resultado no preparo biomecânico, do que, quando foram utilizados instrumentos manuais de aço inoxidável. No entanto, o preparo com a instrumentação rotatória foi associado a um aumento significativo do número de fraturas.

• **Instrumentação oscilatória**

Um outro recurso que podemos utilizar nos dias atuais é a instrumentação mecânica com movimentos oscilatórios. Representada na sua versão mais atual pelo sistema Endo-Eze (Ultradent), esse conceito e cinemática de instrumentação já [é](#) um experimento de longa data, tendo seus representantes os pioneiros, Canal Finder System (Société Endo –

Tecnic, França), Giromatic (Micro – Mega, S.A., Suíça) e o M4 (Kerr Corp., USA).¹

Levy³³, 1984, cita um novo tipo de instrumentação de canais radiculares; o Canal Finder System, que apresenta movimentos oscilatórios.

Weinfeld⁶¹, 1991, faz um estudo clínico da utilização do Canal Finder System.

Não foram encontrados na literatura pertinente, nenhum, trabalho citando o sistema Endo-Eze (Ultradent), que tem características e cinemática de trabalho próprias.

Proposição

A proposição desse trabalho é analisar comparativamente, após a instrumentação de canais radiculares, em microscopia eletrônica de varredura, as alterações morfológicas sofridas por três tipos diferentes de instrumentos endodônticos, utilizando-se três técnicas de instrumentação de canais radiculares distintas.

Material e método

▪ Seleção dos dentes

Todos os dentes utilizados para esse trabalho de pesquisa, foram obtidos no Banco de Dentes Humanos da FOUSP e esse trabalho foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa – F.O.Ar., protocolo nº 67/03.

Para esse estudo foram utilizados sessenta dentes humanos pré-molares superiores, com raízes separadas, que foram obtidos em bancos de dentes humanos regularizados.

Eles foram divididos em três grupos contendo vinte dentes cada.

▪ Seleção das técnicas

Cada grupo de vinte dentes foi instrumentado por uma determinada técnica. As técnicas utilizadas foram:

Grupo I: Endo- Eze System (Ultradent)*

Grupo II: Pow – R System (Moyco Union Broach)**

Grupo III: Limas manuais tipo K (Moyco Union Broach)**

• Preparo dos dentes

Depois da abertura coronária, remoção de algum possível remanescente pulpar, os canais foram irrigados com solução de hipoclorito de sódio a 2,5%. Uma lima tipo K# 10 foi usada para explorar e verificar o diâmetro do forame apical e descartados os dentes cujo diâmetro apical era maior do que 0,10 mm. Depois da verificação do diâmetro do canal, a lima K # 10 foi utilizada para estabelecer o comprimento de trabalho, que foi aferido colocando-se uma lima k # 10 no interior do canal radicular (Fig. 1-B) e observando quando sua ponta pudesse ser visualizada no forame apical (Fig. 1-C). A partir dessa medida, que teve como referência oclusal um patamar feito por desgaste nas duas cúspides do dente (Fig. 1-A), com o auxílio de uma broca diamantada cilíndrica, obteve – se o comprimento real do dente. O comprimento real de trabalho foi igual ao comprimento real do dente menos 1,0 mm, para todos os grupos experimentais.

Os canais vestibular e palatino foram instrumentados alternadamente, iniciando-se com o canal vestibular e trabalhando em

* Ultradent

** Moyco Union Broach

seguida no canal palatino para todas as seqüências de instrumentação. Toda instrumentação foi feita pelo mesmo operador, segurando os dentes nas mãos. Durante a instrumentação os canais radiculares foram irrigados usando um total de 20 ml de solução de hipoclorito de sódio a 2,5%, por dente.



Figura 1 - A

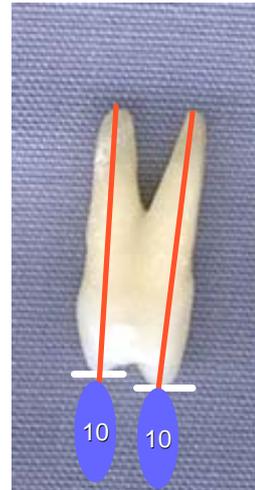
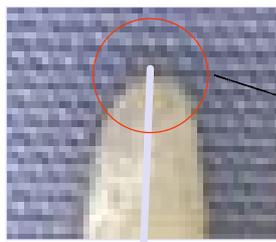


Figura 2 - A



Ponta do instrumento visualizada no forame apical

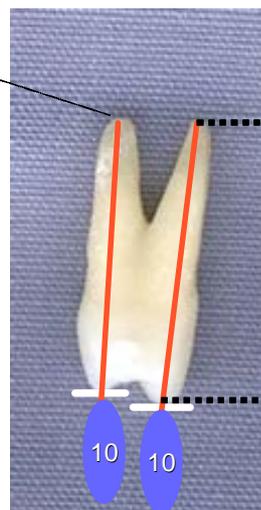


Figura 1 - C

C.R.D.

▪ **Seqüência de instrumentação**

A seqüência de instrumentação foi feita, utilizando-se quatro jogos idênticos novos de instrumentos para cada técnica (Endo-Eze, Pow – R System e Limas manuais tipo K), sendo que cada seqüência de instrumentação foi executada por cinco vezes em cinco dentes diferentes cada uma, totalizando vinte dentes por grupo.

Grupo I (Endo-Eze)

Instrumento D₀= 10 (haste amarela), conicidade 0,025 mm/ mm, a 1,0 mm do comprimento real do dente, seguida do Instrumento D₀= 13 (haste azul), conicidade 0,045 mm/mm e instrumento D₀= 13 (haste verde), conicidade 0,060 mm/mm, irrigação com hipoclorito de sódio a 2,5% (Fig. 2-A).

Grupo II (Pow–R System)

Foi utilizado para essa técnica, um motor elétrico para Endodontia Driller Endo Plus, a uma rotação de 250 rpm e torque de 1 a 3 N/cm² recomendado pelo fabricante dos instrumentos Pow – R/ Coronal Shaper.

Seqüência Técnica do Grupo I (Figura 2-A)

Extensão de instrumentação	Número do instrumento	Conicidade
Trabalho	Do = 10 (Amarelo)	0,025 mm/mm
Trabalho	Do = 13 (Azul)	0,045 mm/mm
Trabalho	Do = 13 (Verde)	0,060 mm/mm

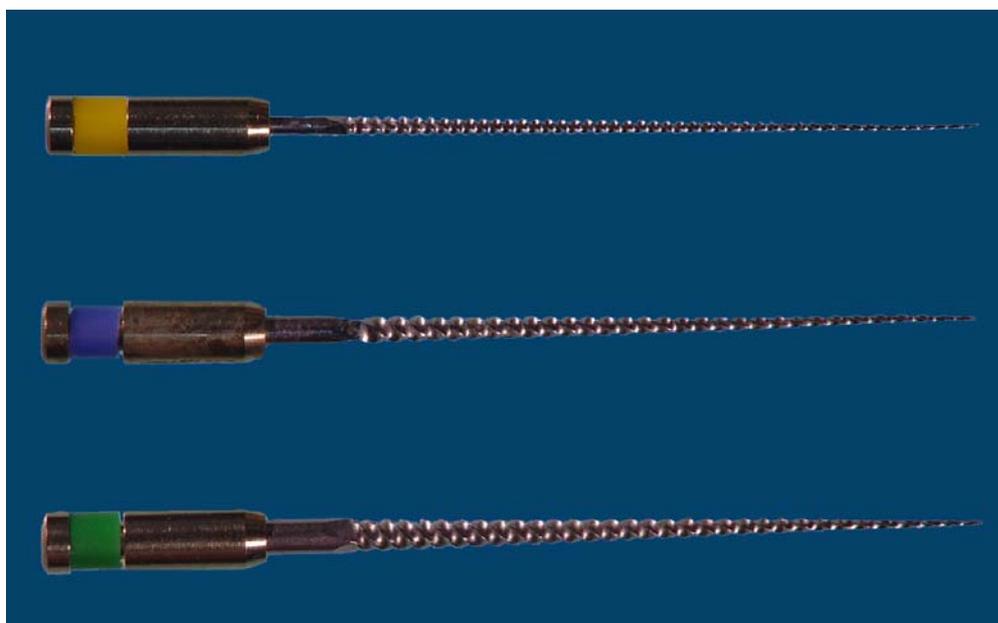


Figura 2 - A

Técnica coroa-ápice utilizando Coronal Shaper 35/.06 no terço cervical, seguindo do 25/.06 no terço médio.

Técnica coroa – ápice utilizando os instrumentos 30/.02, 20/.04 e 15/.04 no comprimento de trabalho, ampliação do batente com instrumento 30/.02., irrigação com hipoclorito de sódio à 2,5% durante toda a instrumentação. (Fig. 3 – A)

Grupo III (Limas manuais tipo K)

Técnica coroa – ápice (Forças Balanceadas) utilizando limas K 35 (terço cervical), K 25 (terço médio) e K 15 no comprimento de trabalho. Ampliação do batente apical utilizando limas K 20, K 25 e K 30. Irrigação com hipoclorito de sódio á 2,5% durante toda a instrumentação. (Fig. 4 – A)

• Preparação dos instrumentos para a fotografia utilizando a microscopia eletrônica de varredura

Todos os instrumentos foram colocados em uma cuba metálica e limpos com uma solução de água destilada* e detergente aniônico (Tergensol)** em aparelho de ultra-som (UltraSonic, Cleaner)*** por 30 minutos.

* Cinord Sul. Ribeirão Preto (SP)

** Laboratórios Inodon Ltda., Porto Alegre (RS)

*** OdontoBrás Ind. e Com. Ltda., Ribeirão Preto (SZP)

Seqüência Técnica do Grupo II (Figura 3-A)

Extensão de instrumentação	Número do instrumento	Conicidade
1/3 Cervical	Coronal Shaper 35	0,060 mm/mm
1/3 Médio	Coronal Shaper 25	0,060 mm/mm
Indo em direção ao CRT	Pow -R 30	0,020 mm/mm
Indo em direção ao CRT	Pow - R 20	0,040 mm/mm
Trabalho	Pow - R 15	0,040 mm/mm
Trabalho (Batente)	Pow - R 30	0,020 mm/mm



Figura 3 - A

Seqüência Técnica do Grupo III (Figura 4- A)

Extensão de instrumentação	Número do instrumento	Conicidade
1/3 Cervical	K # 35	0,020 mm/mm
1/3 Médio	K # 25	0,020 mm/mm
Trabalho	K # 15	0,020 mm/mm
Trabalho (Batente)	K # 20	0,020 mm/mm
Trabalho (Batente)	K # 25	0,020 mm/mm
Trabalho (Batente)	K # 30	0,020 mm/mm

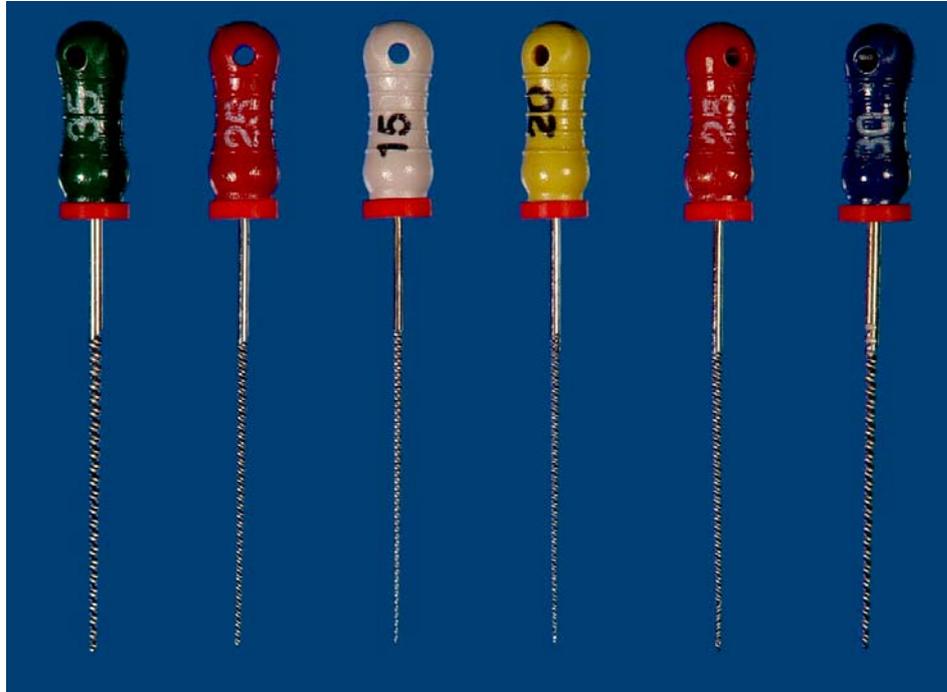


Figura 4-A

Os instrumentos foram limpos antes de cada seqüência de fotos, quando estavam sem uso, depois de uma vez de uso e depois de cinco vezes de uso.

Para cada sessão de fotos no microscópio eletrônico de varredura JEOL, JSM – T330A, Japão, (Fig. 5 – A e 5 – B) foram colocados dez instrumentos no suporte de alumínio para fixação das amostras(Fig. 6-A). Essas amostras foram colocadas sempre na mesma posição no suporte de alumínio. Para que isso fosse possível, foi feito um desgaste na haste do instrumento endodôntico criando uma superfície plana que ficou em contato com o suporte de alumínio para fixação das amostras, com a finalidade de fixar os instrumentos sempre na mesma posição para toda seqüência de fotos (Fig. 6 – B). Foi utilizado o mesmo suporte de alumínio com demarcação para dez instrumentos.



Figura 5-A



Figura 5-B

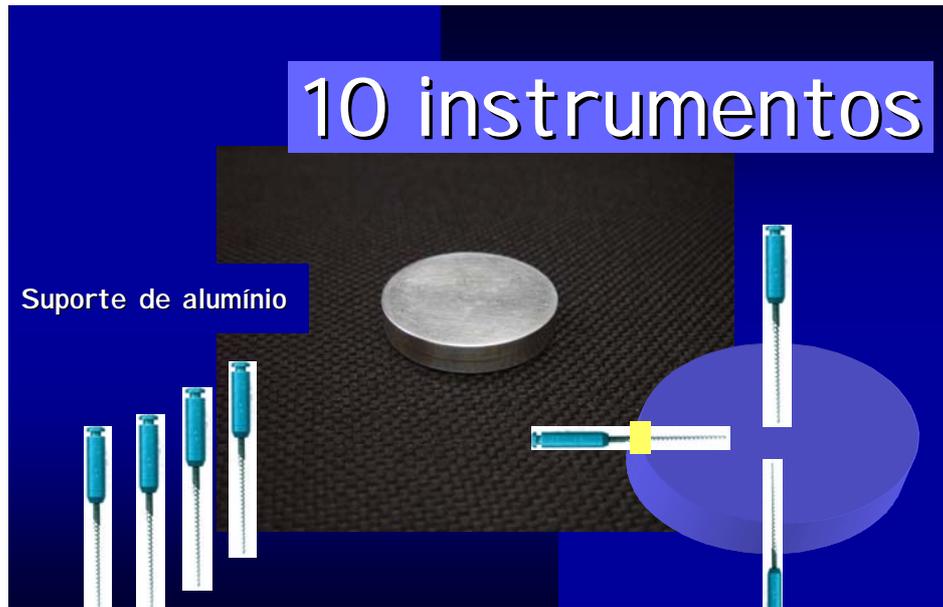


Figura 6-A



Figura 6-B



Figura 7-A

▪ **Avaliação Microscópica**

Foram feitas fotografias com cinquenta vezes de aumento, de todos os instrumentos sem uso e usados, para análise morfológica, utilizando-se a microscopia eletrônica de varredura. (Fig. 7 – A)

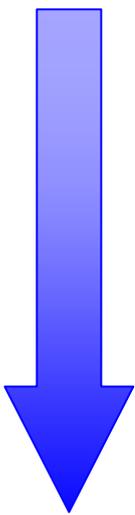
Os instrumentos quando novos (sem uso) foram avaliados para constatar possíveis deformações e os instrumentos com defeitos de fabricação foram descartados. No final do primeiro e do quinto ciclo de instrumentação, foram executadas uma inspeção visual dos instrumentos utilizados, e uma avaliação microscópica através das fotos.

Todos os instrumentos foram fotografados com o microscópio eletrônico de varredura, com um aumento de cinquenta vezes, para suplementar a análise visual dos instrumentos utilizados e deixar registrados os possíveis defeitos.

▪ **Análise Subjetiva**

Três endodontistas, com aproximadamente o mesmo tempo de experiência clínica, foram responsáveis pela análise microscópica e a atribuição dos escores aos instrumentos, utilizando as fotos obtidas com o microscópio eletrônico de varredura.

Para cada instrumento analisado foi aplicada uma correlação numérica de 1 a 7, caracterizando uma escala crescente do grau de deformação⁷.

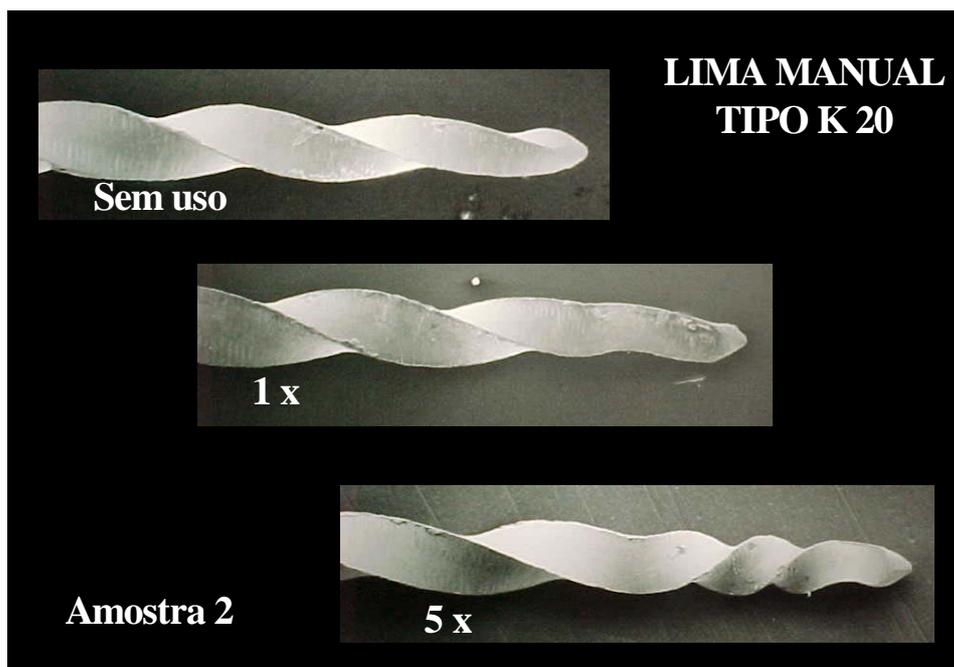
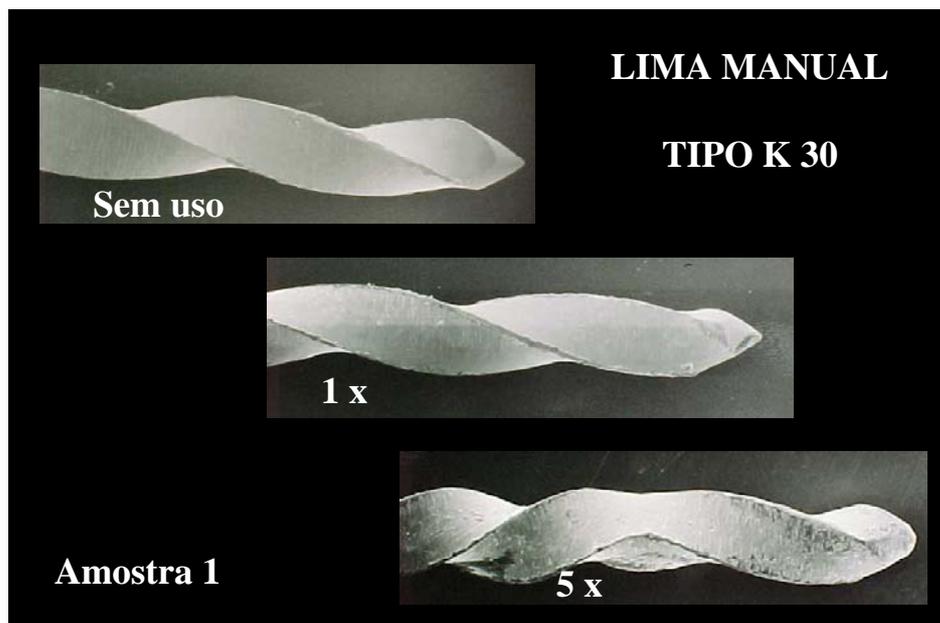


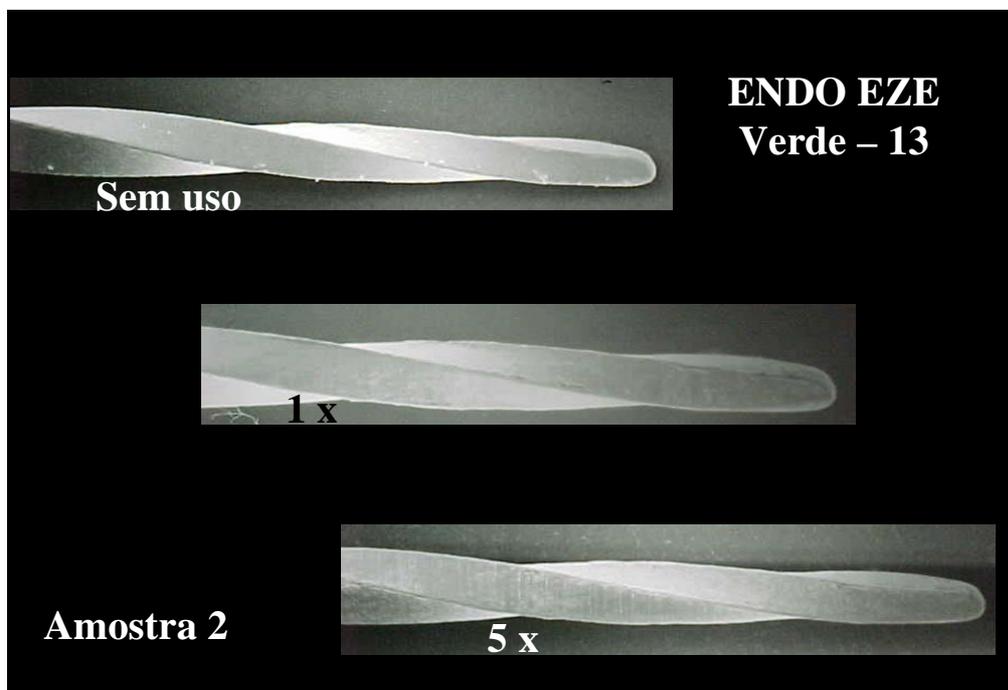
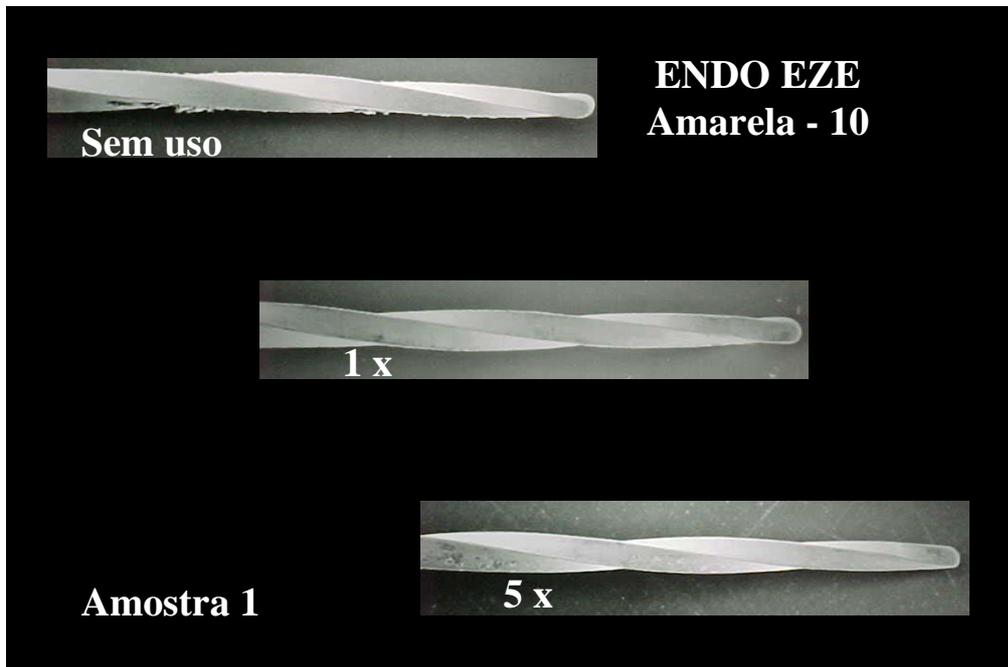
- 1- Sem deformação visual.
- 2- Borda cortante edentada
- 3- Borda cortante edentada e com ranhuras.
- 4- Borda cortante deformada, arredondada, edentada e com ranhuras.
- 5- Deformação da ponta, perda de metal e borda cortante deformada, arredondada, edentada e com ranhuras.
- 6- Espirais abertas com deformação da ponta, ou borda cortante deformada, arredondada, edentada e com ranhuras.
- 7- Fratura do instrumento.

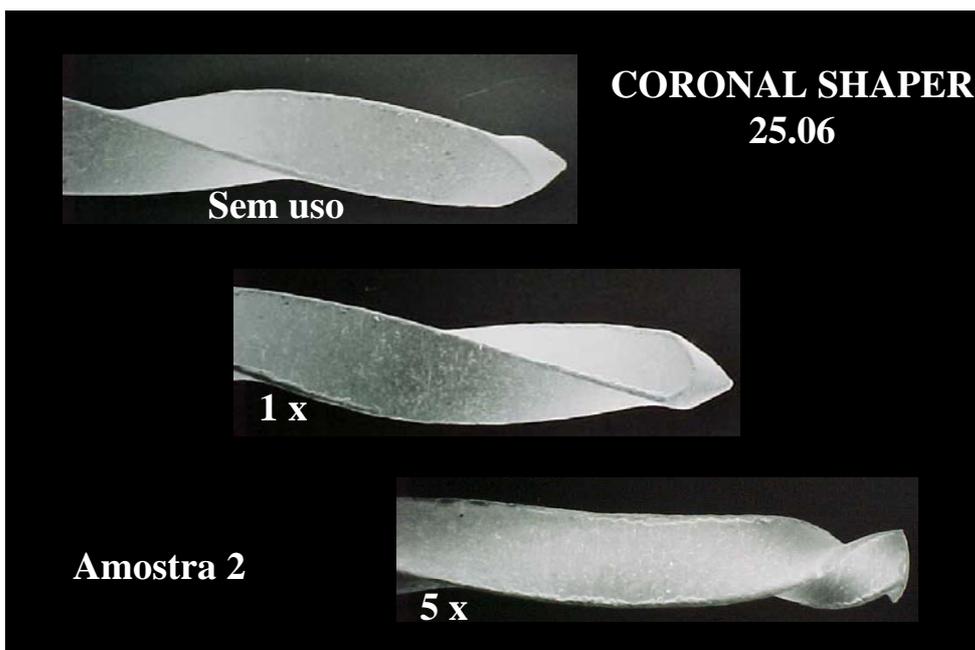
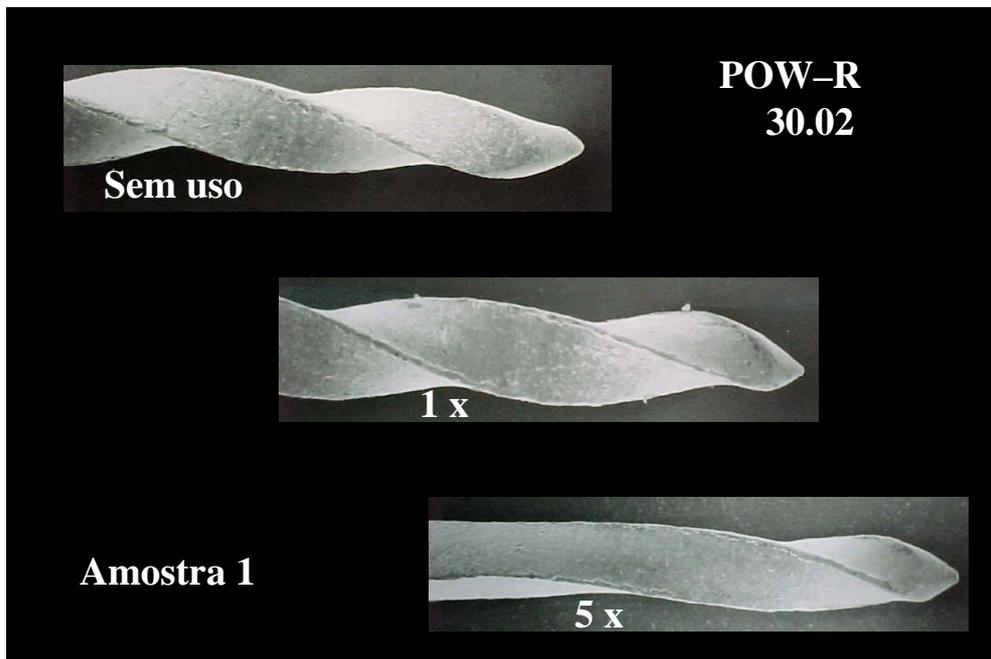
Houve consenso na atribuição dos escores entre os três endodontistas.

Resultado

- **Amostra da seqüência de fotos dos instrumentos .**







▪ **Planejamento estatístico**

Aos resultados obtidos, aplicou-se o teste de Kruskal-Wallis, para cada situação de análise (SU=sem uso; 1X=usada uma vez; 5X=usada cinco vezes).

A hipótese de nulidade foi a de que não existe diferença na deformidade promovida quando se empregam diferentes técnicas. No caso de rejeição da hipótese de nulidade, procedeu-se às comparações entre as técnicas, duas a duas, segundo proposta de Muller. O nível de significância adotado foi de 5%.

O Quadro 1 mostra os resultados de deformidades segundo os escores definidos na Metodologia, o emprego de cada técnica e vezes de uso de cada instrumento.

Quadro 1 - Escores de deformação segundo técnica e vezes de uso (SU= sem uso; 1X= usada uma vez; 5X= usada cinco vezes)

Técnica	SU	1X	5X
POW - R	3 2 2 1 2 1 1 2 3 3 3 3 1 1 1 1 2 1 1 1 3 3 4 2	1 2 1 1 1 1 2 2 2 2 3 1 2 1 1 1 1 1 1 2 1 2 2	3 3 3 4 6 6 6 6 7 7 7 7 6 5 5 6 7 6 6 6 6 6 6 6 7
MANUAL	2 2 2 2 2 3 3 3 3 2 2 1 1 1 1 1 2 2 2 3	2 2 2 2 2 1 1 2 2 2 1 1 1 1 1 2 2 2 2 3	4 5 6 4 6 6 6 4 6 5 4 4 4 7 5 6 4 6 7 7 6
ENDO-EZE	1 1 1 1 1 1 3 1 1 1 1	2 1 1 1 1 2 2 1 1 1 1	4 2 5 3 2 2 2 2 2 6 4 6

A estes achados, aplicou-se a estatística de Kruskal-Wallis, obtendo-se:

Tabela 1 - Soma de postos (SP), posto médio (PM), estatística de Kruskal-Wallis (H) e significância estatística (P)

Técnica	n	SU		1 X		5 X	
		SP	PM	SP	PM	SP	PM
POW - R	24	733	30,54	670,50	27,94	835,50	34,81
MANUAL	20	671	33,55	664,50	33,22	605,50	30,27
ENDO EZE	12	192	16,00	261,00	21,75	155,00	12,92
H		9,342*		3,763 ^{n.s.}		14,787*	
P		0,0094		0,1524		0,0006	

* significativo

^{ns} não - significativo

Sendo o valor de H não-significativo, para 1 X de uso, conclui-se que as três técnicas apresentaram comportamento semelhante quanto ao grau de deformidade.

Porém, para as situações SU e 5 X, a estatística H foi significativa, ou seja, diferentes técnicas apresentaram variabilidade no nível de deformidade.

Para as situações de significância estatística, os contrastes estatísticos foram estabelecidos, a fim de se comparar as técnicas, duas a duas:

Tabela 2 - Contrastes estatísticos entre técnicas segundo diferença de postos médios (DSU=diferença para sem uso; D5=diferença para 5 X)

CONTRASTE	DSU	D5	Valor crítico ($\alpha = 5\%$)
POW-R vs MANUAL	3,01 ^{ns}	4,54 ^{ns}	8,48
POW-R vs ENDO-EZE	14,54*	21,89*	9,94
MANUAL vs ENDO-EZE	17,55*	17,35*	10,29

* = significativo

ns = não-significativo

Assim, para as situações dos instrumentos sem uso e usados cujas técnicas, apresentaram comportamento distinto no grau de deformidade, foram construídos os gráficos a seguir:

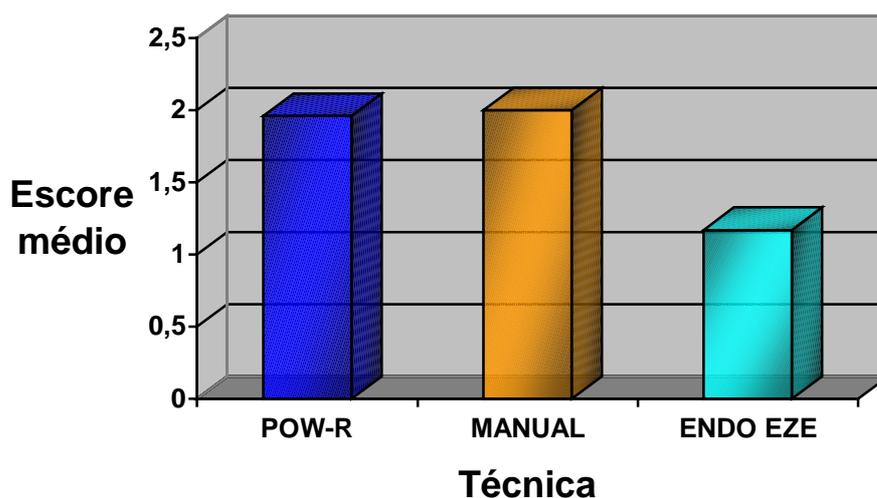


GRÁFICO 1 - Grau de deformidade (escore médio) dos instrumentos sem uso.

Assim, para a situação sem uso, visualiza-se a diferença de comportamento na deformidade dos instrumentos das técnicas Pow-R e Endo-Eze e entre Manual e Endo-Eze.

Para 1 X de uso, houve semelhança na deformidade promovida segundo as técnicas, como pode ser observado no Gráfico 2:

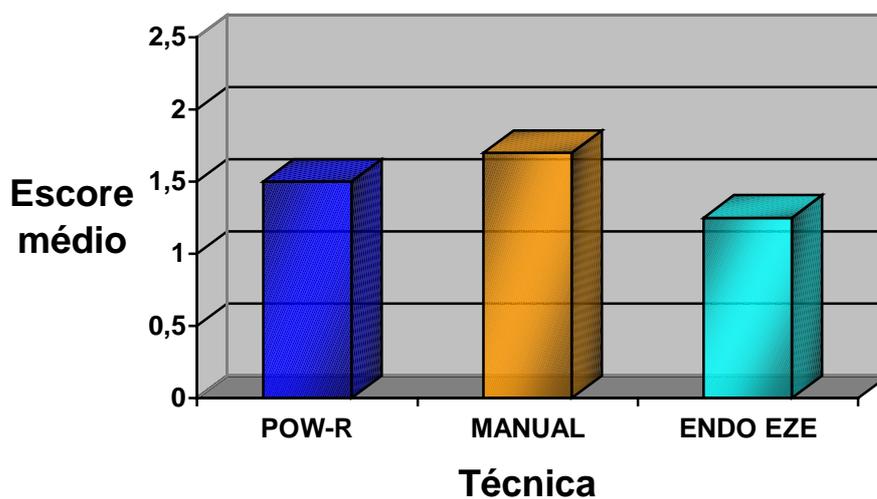


GRÁFICO 2 - Grau de deformidade (escore médio) segundo técnica. 1 X de uso.

Para o uso de 5X, visualiza-se a diferença de comportamento na deformidade promovida segundo as técnicas, conforme Gráfico 3:

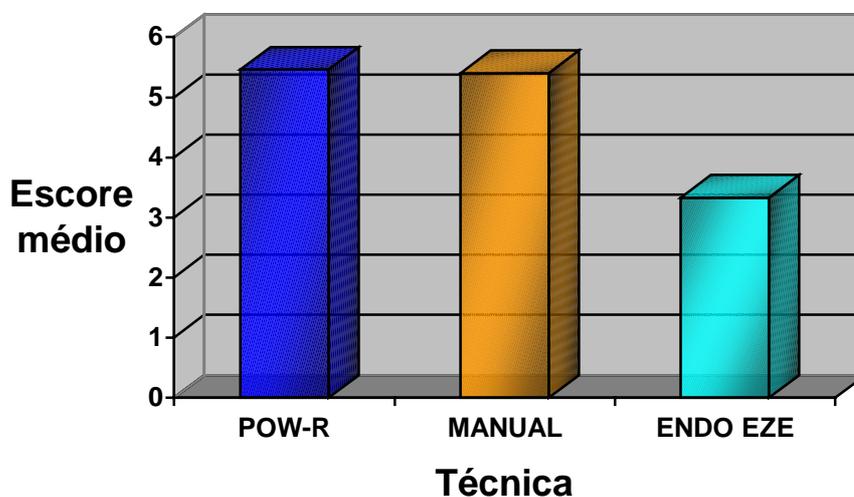


GRÁFICO 3 - Grau de deformidade (escore médio) segundo técnica. 5 X de uso.

Para o uso de 5 X, as técnicas Pow-R e Manual apresentaram comportamento semelhante. Porém, Pow-R apresentou deformidade maior do que a verificada para Endo-Eze e Manual manteve este mesmo comportamento em relação a Endo-Eze.

Discussão

▪ Discussão da Metodologia

O porque da utilização de dentes extraídos:

O uso de dentes naturais extraídos apresenta alguns inconvenientes, como os diferentes graus de dureza dentinária, em pacientes de diferentes sexos e idades, Wright e Fenske⁶², Hodge e Mckay²⁴. Dessa maneira procuramos obter dentes extraídos numa faixa cronológica de pacientes com idades entre quarenta e sessenta anos e do mesmo sexo. Nota-se também alteração morfológica apical de acordo com as patologias dentárias, assim os dentes utilizados eram portadores de necrose pulpar e lesão periapical.

Dentes humanos apresentam canais radiculares com conicidades de 0,01 mm/mm no sentido méso-distal e 0,03 mm/mm no sentido vestibulo-lingual dando uma média de conicidade de 0,02 mm/mm²². Quando se utiliza blocos de resina, com canais radiculares confeccionados artesanalmente, essa diferença de conicidade nos dois sentidos é dificilmente alcançada.

De acordo com Hess²², em 1928, a maioria dos canais

radiculares tem morfologia irregular e achatada, sendo este mais um fator de difícil obtenção na confecção de canais artificiais. A curvatura também não é homogênea em dentes naturais. Porém, o fator de maior relevância na escolha de dentes naturais extraídos, está relacionado a resiliência da dentina. Quando utiliza-se blocos de resina, no contato de instrumentos oscilatórios e rotatórios, ocorre uma alteração significativa da dureza e resiliência desta, proporcionando resultados não confiáveis.

Como nesse estudo analisamos a alteração morfológica do instrumento, a dureza e resistência da dentina são primordiais. Selecionando-se dentes acometidos de mesma patologia, extraídos de pacientes com aproximadamente a mesma idade e exploração seletiva dos canais radiculares com lima tipo K # 10, acreditamos que as variáveis patologia, resiliência, dureza e diâmetro do canal radicular tenham sido minimizadas.

O porquê dos grupos experimentais:

Os instrumentos manuais de aço inoxidável, utilizados até hoje^{1,5,13,15,17}, apesar de eficazes apresentam alguns inconvenientes:

- Dificuldade em manter a instrumentação centrada no canal anatômico, principalmente em canais curvos.

- Dificuldade em instrumentar canais atresiadados e curvos.
- Dificuldade em dar uma forma cônica ao canal radicular.
- Necessidade de mais tempo para o preparo.

Também comparamos uma técnica utilizando instrumentos de níquel-titânio, pois a liga de níquel-titânio apresenta algumas vantagens em relação à liga de aço inoxidável, como flexibilidade, maior durabilidade e memória elástica, conferindo ao instrumento uma característica adequada para trabalharmos em canais curvos. Essa técnica também confere ao canal radicular uma forma cônica, devido à variação de conicidade que podemos encontrar nos diversos sistemas rotatórios que utilizam instrumentos de níquel-titânio^{4,7,9,10,23,27-29}.

Foram utilizados também neste estudo, instrumentos de aço inoxidável, movimentados por contra-ângulo com movimentos oscilatórios, e que apresentam conicidade variada.

A seqüência de instrumentação para cada tipo de instrumento foi baseada na evolução e estudo dos conceitos de instrumentação que regem a fase do preparo biomecânico^{2,13,25,45,48,57,58,59} e também seguindo a recomendação dos fabricantes.

Para os instrumentos manuais, nós utilizamos uma

técnica coroa-ápice com pouca pressão (Técnica de Forças Balanceadas)⁴⁴, por apresentar eficiência e segurança, e ao mesmo tempo preservar ao máximo os instrumentos.

Para os instrumentos rotatórios, utilizamos uma técnica coroa-ápice com variação de conicidade e mudança de calibre da ponta do instrumento, com movimentos de "packing motion", com amplitude de penetração não maior do que 2,0 mm, exercendo pouca pressão em direção ao ápice, mantendo-se no longo eixo do canal radicular, sem realizar movimentos de pincelamento e não atuando no mesmo CRT por mais de um segundo, para evitar a fratura dos instrumentos por torção, fadiga ou associação das duas.

Trabalhando com variação de conicidade e alteração de diâmetro da ponta do instrumento no terço cervical e médio do canal radicular no sentido coroa-ápice, minimizamos a possibilidade de fratura por torção e diminuindo a massa metálica e a conicidade dos instrumentos, preservamos uma possível fratura por fadiga que geralmente acontece em canais muito curvos e no terço apical.

A seqüência utilizada para o sistema Endo-Eze é a recomendada pelo fabricante e que tem como principal característica o respeito ao conhecimento da anatomia do canal radicular, utilizando instrumentos de diminuto calibre, alterando progressivamente a conicidade para o dobro e o triplo da normalidade anatômica, até o CRT. Essa seqüência promove uma alteração ínfima na distorção dos

instrumentos quando avançamos do instrumento (1) para o instrumento (2) e subseqüentemente para o instrumento (3).

Devido à complexa anatomia do sistema de canais radiculares²², cada dente apresenta características e dificuldades de instrumentação particulares⁵⁷, simulando uma intervenção endodôntica no paciente, e dependendo do grau de dificuldade encontrado na fase do preparo biomecânico, os instrumentos foram mais ou menos exigidos proporcionando uma pequena variabilidade. Por essa razão, o trabalho de pesquisa foi feito em quadruplicata, para podermos observar adequadamente as variáveis, deixando mais abrangente a análise da deformação sofrida por esses instrumentos, sem privilegiar nenhuma técnica ou tipo de instrumento.

No grupo da técnica I utilizou-se o sistema Endo-Eze (Ultradent) que tem três instrumentos oscilatórios com diâmetro inicial 10, 13 e 13 mm. Todos esses instrumentos sofreram ação nos 16 mm da parte ativa, mas por apresentarem conicidades respectivamente de 0,025, 0,045 e 0,060 mm/mm podem sofrer deformações mais acentuadas em terços diferentes, por isso foram analisados em toda sua extensão. É importante ressaltar que os mesmos são confeccionados em aço inoxidável, que possui resistência às deformações plásticas e elásticas distintas da liga de níquel-titânio. Devido à oscilação ocorrer 30 graus à esquerda e 30 graus à direita, esperou-se que a secção transversal quadrangular desses, portanto com quatro dentes de corte, com ângulo

de corte ligeiramente negativo minimizassem as deformações. Também pelo fato de ter secção transversal quadrangular a massa metálica proporciona um núcleo que favorece a resistência à deformação e a fratura.

No grupo da técnica II foram utilizados instrumentos rotatórios Pow-R (Moyco Union Broach), com conicidades de 0,06, 0,04 e 0,02 mm/mm, com diâmetro inicial 15, 20, 25, 30 e 35 mm. Apesar de serem usinados, tais instrumentos possuem secção transversal triangular, uma vez que provém de uma haste piramidal de base triangular. A usinagem, a partir de uma haste com essa conformação, confere ao instrumento uma superfície radial ínfima. A ponta desses instrumentos é arredondada "ponta de Roane", que facilita a manutenção da forma do canal anatômico. Confeccionados em liga de níquel-titânio apresentam durabilidade, flexibilidade e resistência à torção e à fratura diferente do aço inoxidável e devido à secção transversal triangular, três dentes de corte e, sendo rotatórios, deveriam apresentar maiores alterações morfológicas do que os de secção quadrangular^{32,34}.

No grupo da técnica III foram utilizados instrumentos manuais de aço inoxidável tipo K, com D_0 15, 20, 25, 30 e 35 mm, secção transversal quadrangular, conicidade 0,02mm/mm, com quatro dentes de corte apresentando as mesmas características submetidas ao sistema Endo-Eze.

Análise das imagens das deformações sofridas pelos instrumentos

Encontramos na literatura endodôntica diversas propostas de análise de deformação, como por exemplo, visual, microscopia óptica e de varredura. Escolhemos a análise feita com microscopia eletrônica de varredura, pois esta proporciona um grau maior e melhor de visualização. Todos os instrumentos avaliados foram observados à luz da microscopia eletrônica, nos dois sentidos e, ao se detectar uma deformação, a mesma foi fotografada e passível de análise.

A tabela com Escores utilizada segue o trabalho publicado no Journal of Endodontics (Microscopic evaluation of three endodontic files pre-and-postinstrumentation)⁷ e os resultados obtidos quando submetidos à estatística proporcionaram uma idéia real das deformações.

• Discussão dos Resultados

A partir da análise do Gráfico 1, verificamos que mesmo sem uso os instrumentos apresentam deformidades ⁷.

No caso dos instrumentos avaliados, dois grupos (Endo-Eze e Manual) apresentam instrumentos confeccionados em aço

inoxidável, a partir de uma pirâmide de base quadrangular retorcida, e instrumentos fabricados em liga de níquel-titânio (Pow-R) que são usinados. Por mais desenvolvidos que sejam os tornos com comandos numéricos, ao usinarem um instrumento com liga flexível e de pequeno calibre, o acabamento superficial desse instrumento fica comprometido, submetendo esses instrumentos a um controle de qualidade não tão excessivamente rigoroso. Esse controle de qualidade também varia de acordo com o fabricante, levando-nos a concluir que para a confecção e controle de qualidade dos instrumentos "Moyco Union Broach", deva estar havendo um certo grau de negligência, pois mesmo sem uso, apresentam deformações.

O Gráfico 2 (uma vez de uso) reflete uma solução de continuidade do Gráfico 1, com resultados bastante semelhantes sendo assim, ao serem utilizados somente uma vez, os instrumentos sofrem pouca deformidade e somadas as que já apresentaram antes do uso, conferem essa continuidade aos resultados.

De acordo com o Gráfico 3, o grupo que apresentou melhores resultados foi o Grupo I (Endo-Eze), com diferença estatística significativa em relação aos Grupos II e III.

No Grupo I, o diâmetro (D_0) dos instrumentos é 10, 13 e 13 mm, tais diâmetros são pequenos e mesmo que o canal tenha curvatura, dificilmente esses instrumentos vão sofrer torção e, se essa houver, ocorrerá somente no terço médio e cervical devido à conicidade

0,045 e 0,060 mm/mm. Porém, por ter uma secção transversal quadrangular, a massa metálica é grande e o ângulo de corte é negativo, conferindo ao instrumento maior resistência à fratura e deformação. Isso não impede, no entanto, que a instrumentação não seja efetiva, uma vez que a cinemática de preparo e de movimentação perimetral é de entra e sai, com pequena amplitude.

Sem diferenças significativas entre si, (Pow-R e Manual) apresentaram maiores deformidades que o grupo oscilatório⁷.

Como esse trabalho comparou técnicas, é importante salientar que na região apical⁵², dependendo da técnica, calibres diferentes de instrumentos atuaram alargando somente, ou, alargando com tensão de encontro às paredes⁴². Os canais radiculares de dentes pré-molares superiores tem em média na porção apical área de 0,4 mm².

Instrumentos nº 10 a nº 25 têm área de início de parte ativa variando entre 0,04 mm² a 0,15 mm². Obviamente, instrumentos de calibre superior a 0,15 mm sofrerão maior deformação, uma vez que a probabilidade de sofrerem torção é maior. Na movimentação ou cinemática manual ou oscilatória, os instrumentos têm movimentação de ¼ a ½ volta ou 30° para a esquerda e para a direita, além de serem posicionados em contato com as paredes do canal radicular e serem na seqüência removidos do canal. Essa cinemática confere pouca torção ao instrumento, e os mesmos que aí atuam são confeccionados em aço inoxidável que possuem maior resistência à deformação.

No Gráfico 3 observamos que os instrumentos manuais sofreram menor deformação que os acionados a motor.

Os instrumentos manuais nos 15/.02, 20/.02, 25/.02 e 30/.02 que atuaram nos terços médio e apical (onde mais existe susceptibilidade à deformação dos instrumentos por apresentar menor massa metálica)⁵³, e devido à própria anatomia do canal radicular, quando comparados aos instrumentos 10 e 13 do sistema Endo-Eze sofreram maior torção (pelo calibre) e conseqüente deformação.

Ainda segundo o Gráfico 3, o grupo do Pow-R, apesar de não ser significativamente pior que o Manual, foi o grupo que mais apresentou deformidade.

Nos terços cervical e apical, mais susceptíveis à deformação, sofreram atuação os instrumentos nos 30/.02, 20/.04 e 15/.04, de níquel-titânio. Mesmo que anteriormente tenham sido utilizados instrumentos de grande conicidade "Coronal Shaper" e seguindo os princípios que regem a instrumentação rotatória, a atuação desses instrumentos sofre alteração morfológica, principalmente pela característica da liga de níquel-titânio como pela cinemática utilizada e desenho do dente de corte desses instrumentos^{43,47}.

Conclusão

Os dados obtidos permitiram nos observar:

- Nos três grupos avaliados, as três técnicas apresentaram comportamento semelhante quanto à alteração morfológica, para 1X de uso.

- Para situações sem uso, na técnica do Grupo I visualiza-se menor diferença de comportamento na alteração morfológica, quando comparada às técnicas dos Grupos II e III.

- Para situações com cinco vezes de uso, observou-se comportamento semelhante para os Grupos II e III, sendo que a técnica do Grupo I, apresentou melhores resultados, quando comparadas duas a duas.

Como também concluir:

- Os instrumentos de aço inoxidável, utilizados na técnica Endo-Eze, movimentados por contra-ângulos com movimentos oscilatórios, para essa metodologia de pesquisa, apresentou os melhores resultados quanto à alteração morfológica.

Referências

1. ABOU-RASS, M.; ELLIS, M. A comparison of three methods of hand and automated instrumentation using the canal finder system and m4 for preparation of curved and narrow simulated root canals. *Bras. Endod. J., Goiânia*, v.1, n.1, p.25–33, 1996.
2. ABOU-RASS, M.; FRANK, A.L.; GLICK, D.H. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.101, n.5, p.792-794, Nov., 1980.
3. ANDREASEN, G.F.; HILLEMANN, T.B. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.82, n.6, p.1373–1375, June 1971.
4. BERBERT, A.; NISHIYAMA, C.K. Curvaturas radiculares. Uma nova metodologia para a mensuração e localização. *RGO*, Porto Alegre, v.42, p.356–358, 1994.
5. BRANKIN, C.S.; WENCKUS, C.S.; ASHRAFI, S.H. Flexibility/torsional properties of nickel–titanium and stainless steel files. *J. Endod.*, Chicago, v.19, n.4, p.193, Apr., 1993. Abstract. 33.

6. BERRY, K.A.; LOUSHINE, R.J.; PRIMACK, P.D.; RUNYAN, D.A. Nickel–titanium versus stainless–steel finger spreaders in curved canals. *J. Endod.*, Chicago, v.24, n.11, p.752–754, Nov. 1998.
7. BONETTI FILHO, I.; ESBERARD, R.M.; LEONARDO, R.T.; DEL RIO, C.E. Microscopic evaluation of three endodontic files pre-and postinstrumentation. *J. Endod.*, Chicago, v.24, n.7, p.461-464, July 1998.
8. [BUCHANAN, L.S. Management of the curved root canal. *J. Endod.*, Calif. Dent. Assoc., Sacramento, v.17, n.4, p.18-25,27, Apr. 1989.](#)
9. CAMPS, J.J.; PERTOT, W.J. Machining efficiency of nickel–titanium K–type files in a linear motion. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.28, n.6, p. 279–284, Nov. 1995.
10. CARVALHO, L.A.P. *Análise comparativa da extensão e da direção do transporte do centro axial do canal radicular após a instrumentação com limas de níquel-titânio e de aço inoxidável.* 1997. 157f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 1997.
11. CHAN, A.W.K.; CHEUNG, G.S.P. A comparison of stainless steel and nickel–titanium k–files in curved root canals. *Int. Endod. J.*,

Oxford, v.29, n.6, p.370–375, Nov., 1996.

12. CHAVES, C.M.M., BAHIA, M.G.A.; LOPES BUONO, V.T. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*, Chicago, v.28, n.11, p.765-769, Nov., 2002.
13. CLEM, W.H. Endodontics: the adolescent patient. *Dent. Clin. North Am., Philadelphia*, v.13, n.2, p.482–493, Apr., 1969.
14. COHEN, S.; BURNS, R.C. (Ed.). *Pathways of the pulp*. 4.ed. St. Louis: Mosby, p.818, 1987.
15. DE DEUS, Q.D. *Endodontia*. 3.ed., Rio de Janeiro: Medsi, 1982.
16. ELDEEB, M.E.; BORAAS, J.C. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.18, n.1, p. 1–7, Jan., 1985.
17. FAVA, L.R.G. The double-flared technique: an alternative for biomechanical preparation. *J. Endod.*, Chicago, v.9, n.2, p.76–80, Feb., 1983.
18. GAMBARINI, G. Shaping and cleaning the root canal system: a

scanning electron microscopic evaluation of a new instrumentation and irrigation technique. *J. Endod.*, Chicago, v.25, n.12, p.800-803, Dec., 1999.

19. GOERIG, A.C.; MICHELIN, R.J.; SCHULTZ, H.H. Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *J. Endod.*, Chicago, v.8, n.12, p.550-554, Dec., 1982.

20. HALLER, R.H.; GLOSSON, C.R.; DOVE, S.B.; DEL RIO, C.E. Nickel-titanium hand and engine driven root canal preparations: a comparison study. *J. Endod.*, Chicago, v.20, n.4, p.209, Apr., 1994. Abstract 12.

21. HARRAN, E. Perspectivas de irrigação e aspiração em elementos dentários vitais. In: CONGRESSO PAULISTA DE ENDODONTIA, 2º., São Paulo, 1984.

22. HESS, W. *The anatomy of the root canals of the teeth of the permanent dentition*. Londres: John Bale, Sons e Denielsson, 1915.

23. HIMEL, V.T.; MOORE, R.E.; HICKS, V.E. The effects which three endodontic files have on canal shape. *J. Endod.*, Chicago, v.20, n.4, p.204, Apr., 1994. Abstract 65.

24. HODGE, H.C.; MCKAY, H. The microhardness of teeth. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v.20, n.2, p.227-233, Feb., 1933.
25. INGLE, J.I. A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, St. Louis, v.14, n.1, p.83-91, Jan., 1961.
26. KLEIN, P. Best of both worlds: stainless steel and nickel-titanium. *Dent. Today*, Montclair, v.18, n.7, p. 66-69, July, 1999.
27. KORZEN, B.H. Quantec séries 2000 Graduating Tapers technique for endodontic canal preparation. *Oral Health*, Don Mills, v.86, n.12, p.15-19, Dec., 1996.
28. KUHN, G.; JORDAN, L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J. Endod.*, Chicago, v.28, n.10, p.716-720, Oct., 2002.
29. LAURICHESSE, J.M. Evolution des instruments canaliares mecanises: Nickel titane, rotation continue et conicite variable. *J. Endod.*, Chicago, v.15, p.41-54, 1994.
30. LEONARDO, M.R.; LEAL, J.M. *Endodontia: tratamento de canais radiculares*. 2.ed. São Paulo: Panamericana, 1991. 594p.

31. LEONARDO, M.R.; LEAL, J.M. *Endodontia: tratamento de canais radiculares*. 3.ed. São Paulo: Panamericana, 1998. 902p
32. LEONARDO, M.R.; LEONARDO, R.T. *Sistemas rotatórios em endodontia: instrumentos de níquel-titânio*. São Paulo: Artes Médicas, 2002.
33. LEVY, G. Une nouvelle instrumentation pour réaliser mécaniquement l'ensemble de la procédure endodontique: le canal finder. *Rev. Fr. Endod.*, Paris, v.3, p.11-18, 1984.
34. LI, U.M.; LEE SHIH; C.T., LAN, W.H.; LIN, C.P. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static dynamic tests. *J. Endod.*, Chicago, v.28, n.6, p.448-451, June, 2002.
35. LUMLEY, P.J.; WALMSLEY, A.D.; WALTON, R.E.; RIPPIN, J.W. Effect of precurving endosonic files on the amount of debris and smear layer remaining in curved root canals. *J. Endod.*, Chicago, v.18, n.12, p.616-619, Dec. 1992.
36. McSPADDEN, J.T. Une nouvelle approche pour la préparation et l'obturation canalaire: les instruments mécanisés en nickel-titane

et la guta-percha multiphases. *Endo.*, Paris, v.12, p.9-19, 1993.

37. McSPADDEN, J.T. *Advanced geometries in endodontic micro files: the rationale*. NT Company, 1996.

38. MARTIN, B.; ZELADA, G.; VARELA, P.; BAHILLO, J.G.; MAGAN, F.; AHN, S.; RODRIGUEZ, C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.36, n.4, p.262-266, Apr., 2003.

39. MARTIN, H.A. Telescopic technique for endodontics. *J. Dist. Columbia Dent. Soc.*, Washington, v.49, n.2, p.12-14, 1974.

40. MORGAN, L.F.; MONTGOMERY, S. An evaluation of the crown-down pressulreless technique. *J. Endod.*, Chicago, v.10, n.10, p.491-498, Oct., 1984.

41. MULLANEY, T.P. Instrumentation of finely curved canals. *Dent. Clin. North. Am.*, Philadelphia, v.23, n.4, p.575-592, Oct., 1979.

42. PARASHOS, P.; LINSUWANONT, P.; MESSER, H.H. Effective cleaning protocols for rotary nickel-titanium files. *Aust. Endod. J.*, Melbourne, v.29, n.1, p.23-24, Apr., 2003.

43. PETERS, O.A.; KAPPELER, S.; BUCHER, W.; BARBAKOW, F. Engine-driven preparation of curved root canals: measuring cyclic fatigue and other physical parameters. *Aust. Endod. J., Melbourne*, v.28, n.1, p.11-17, Apr., 2002.
44. ROANE, J.B.; SABALA, C.L.; DUNCANSON, M.G. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. *J. Endod.*, Chicago, v.11, n.5, p.203-211, May, 1985.
45. SCHÄFER, E.; TEPEL, J.; HOPPE, W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. II. Instrumentation of curved canals. *J. Endod.*, Chicago, v.21, n.10, p.493-497, Oct., 1995.
46. SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia v.18, n.2, p.269-296, Apr., 1974.
47. SCHRADER, C.; ACKERMANN, M.; BARBAKOW, F. Step-by-Step description of a rotary root canal preparation technique. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.32, n.4, p.312-320, Aug., 1999.
48. SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A. *Nickel-titanium*

instruments: applications in endodontics. St. Louis: Ishiyaku Euroamericana, 1995. p.112

49. SHOVELTON, D.S. The presence and distribution of microorganisms within non-vital teeth. *Brit. Dent. J. Endod.*, v.117. n.3, p.101-107, 1964.
50. SONNTAG, D.; GUNTERMANN, A.; KIM, S.K.; STACHNISS, V. Root canal shaping with manual stainless steel files and rotary Ni-Ti files performed by students. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.36, n.4, p.246-255, Apr., 2003.
51. SUÑÉ, J.P.; SAHLI, C.C.; AGUADÉ, E.B. Valoración de las limas mecánico - rotatorias HERO 642: propuesta de una nueva secuencia clínica. *Endodoncia*, México, v.17, p.131-140, 1999.
52. TAN, B.T.; MESSER, H.H. The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. *J. Endod.*, Chicago, v.28, n.9, p. 658-664, Sept., 2002.
53. TEPEL, J.; SCHAFER, E. Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curve canals, bending and torsional properties. *Endod. Dent. Traumatol.*, Copenhagen, v.13, n.5, p.201-

210, Oct., 1997.

54. TEPEL, J.; SCHÄFER, E.; HOPPE, W. Root canal instruments for manual use: cutting efficiency and instrumentation of curved canals. *Int. Endod. J.*, Oxford, v.28, n.2, p.68-76, Mar., 1995.
55. TYGESEN, Y.A.; STEIMAN, H.R.; CIAVARRO, C. Comparison of distortion and separation utilizing profile and Pow-R nickel–titanium rotary files. *J. Endod.*, Chicago, v.27, n.12 p. 762-764, Dec., 2001.
56. WALIA, H.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional of properties of nitinol root canal files. *J. Endod.*, Chicago, v.14, n.7, p.346–351, July, 1988.
57. WEINE, F.S.; KELLY, R.F.; LIO, P.J. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J. Endod.*, Chicago, v.1, n.8, p.255–262, Aug., 1975.
58. WEINE, F.S.; SMULSON, M.H.; HERSCHMAN, J.B. *Endodontic therapy*. 2. ed. Saint Louis: Mosby, p.432, 1972.
59. WEINE, F.S.; HEALEY, H.J.; GERSTEIN, H.; EVANSON, L. Pre-curved and incremental instrumentation for root canal enlargement.

J. Can. Dent. Assoc., Toronto, v.36, n.4, p.155-157, Apr., 1970.

60. WILDEY, W.L.; SENIA, E.S. A new root canal instrumentation technique: a preliminary report. *Oral Pathol.*, St. Louis, v.67, n.2, p.198-207, Feb., 1989.

61. WEINFELD, I. Estudo clínico da aplicação do Canal Finder System, na terapia endodôntica. *Rev. Fac. Odonto. F.Z.L.*, São Paulo.

62. WRIGHT, H.N.; FENSKE, E.L. Factors involved in variability in hardness of tooth structures. *J. Dent. Res.*, Chicago, v.17, n.4, p.297, Aug., 1938. Abstract 11.

63. ZUOLO, M.L.; WALTON, R.E. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel file. *Quintessence Int.*, Berlin, v.28, n.6, p.397-402, June, 1997.

SOMENZARI NETO, H. *Avaliação das alterações morfológicas de três tipos diferentes de instrumentos endodônticos, após a instrumentação de canais radiculares, com a utilização da Microscopia Eletrônica de Varredura*. 2004, 88 f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Araraquara, 2004.

Resumo

Foi realizada uma análise comparativa entre três técnicas de instrumentação distintas, utilizando-se instrumentos do sistema Endo-Eze, com movimentação oscilatória; instrumentos do sistema Pow-R, com movimentação rotatória e instrumentos Tipo K manuais, com técnica de forças balanceadas. Os instrumentos foram utilizados em uma seqüência técnica pré-determinada em pré-molares superiores humanos, birradiculados, por cinco vezes. Para cada técnica utilizamos quatro jogos de instrumentos novos. Os instrumentos foram fotografados com o auxílio do microscópio eletrônico de varredura quando estavam sem uso, após uma vez de uso e após cinco vezes de uso. Para cada instrumento utilizado foi atribuído um escore de acordo com o grau de deformação apresentado. A correlação numérica para cada instrumento foi submetida a uma análise estatística (Teste de Kruskal-Wallis) para podermos determinar diferenças estatísticas significantes entre esses três grupos de instrumentos endodônticos. Os resultados obtidos foram tratados estatisticamente e permitiram concluir que não houve diferenças estatisticamente significantes entre os três grupos estudados para a situação de uma vez de uso. No entanto, para as situações sem uso e cinco vezes de uso os instrumentos do Grupo I (Endo-Eze) apresentaram melhores resultados quando comparados com os Grupos II e III (Pow-R e Manual).

Palavras-chave: Tratamento do canal radicular; endodontia – Instrumentação; microscopia eletrônica de varredura.

SOMENZARI NETO, H. *Evaluation of morphological alterations of three different types of endodontics instruments, after root canals instrumentation, using eletronic scanning microscope*, 2004. 88 f. Dissertação (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

Abstract

It was comparatively analysed 3 different instrumentation techniques upon Endo-Eze, Pow-R and manual K-file instrument deformation Upper bicuspid teeth were instrumented 5 times, and the instruments were photographed before, and after 1 and 5 times of use. For each instrument, it was established one specific score, that when submmited to Kruskal-Wallis test showed better results to Endo-Eze group, followed by Pow-R and Manual respectively.

Keywords: Root canal treatment; endodontics–instrumentation; scanning electronic microscope.